

Aus der Augenklinik der Freien Universität Berlin

— Klinikum Westend —

Direktor: Professor Dr. med. J. Wollensak

ÜBER DEN QUANTITATIVEN ZUSAMMENHANG VARIABLER
SEHWINKEL UND DER GRÖSSE
DES OPTOKINETISCHEN HORIZONTALNYSTAGMUS,
BESTIMMT AN DER BESCHLEUNIGUNGSSAMPLITUDE
DER SCHNELLEN PHASE DES NYSTAGMUS

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an den

Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

1972

vorgelegt von

Peter Schreibelmayer

aus Nürnberg

Aus der Augenklinik der Freien Universität Berlin

- Klinikum Westend -

Direktor: Prof. Dr. med. J. Wollensak

Über den quantitativen Zusammenhang variabler Sehwinkel
und der Größe des optokinetischen Horizontalnystagmus,
bestimmt an der Beschleunigungsamplitude der schnellen
Phase des Nystagmus.

Inaugural - Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Peter Schreibelmayer
aus Nürnberg

Referent: Prof. Dr. med. Josef Wollensak

Korreferent: Prof. Dr. med. Otto-Joachim Grüsser



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 22. 2. 1972

Über den quantitativen Zusammenhang variabler Sehwinkel und der Größe des optokinetischen Horizontalnystagmus, bestimmt an der Beschleunigungsamplitude der schnellen Phase des Nystagmus.

Um den optokinetischen Nystagmus am Patienten zu beobachten, bediente man sich als erstes der makroskopischen Betrachtung der Bulbusbewegungen, bzw. der Spiegelreflexe der Hornhaut. Zur Verfeinerung dieser Methode wandten manche Untersucher vergrößernde optische Instrumente wie Lupe und Lupenbrille an (G.GÜNTHER).

Als Weiterentwicklung wurde dann im allgemeinen Zuge der Potentialableitungen die heute übliche Nystagmographie als Oculographie entwickelt. Dabei werden elektrische Potentiale, die synchron mit der Nystagmusbewegung verlaufen, von der Außenseite der Orbita abgeleitet.

Die einen glauben an ein zentrales Nystagmuspotential, wobei allerdings unklar bleibt, auf welchem Wege es entstehen und geleitet werden soll, andere vermuten, es könne sich um Potentiale der geraden Augenmuskeln handeln. Wieder andere vermuten die Ursache des Nystagmuspotentials in den verschiedenen elektrischen Leitfähigkeiten der Gewebegrenzschichten des vorderen Augenabschnittes, was bei Bulbusbewegungen zu statischen

Aufladungen führen könne und in der Folge als Nystagmuspotential abzuleiten sei.

Aus dieser kurzen Einleitung geht hervor, daß eine Registrierung des optokinetischen Nystagmus durch Beobachtung der Hornhautreflexe nur im Grenzfall des großen und übergroßen Reizmusterangebotes nach dem Verlauf der Phasen des optokinetischen Nystagmus möglich ist.

Kleinere und kleinste optokinetische Bewegungen können auf diese Weise unmöglich, auch vom geübtesten Beobachter nicht, in ihren Hauptkriterien, der Nystagmusamplitude und - Frequenz erkannt und richtig interpretiert werden.

Wie aus der Literatur weiter ersichtlich ist, liegen zahlreiche Bemühungen vor, die Amplitude des Nystagmus und seine Frequenz gemeinsam zu beurteilen, und zwar in Form des Nystagmusproduktes (OHM, KESTENBAUM). Dieses Nystagmusprodukt ist für eine grob qualitative Aussage verwertbar, muß jedoch bei der Forderung nach feinkvantitativer Analyse zurückstehen.

Es ist also klar ersichtlich, daß zur Zeit kein Verfahren die Interpretation des optokinetischen Nystagmus ermöglicht.

Bei der Analysierung vom optokinetischen Nystagmus treten folgende Schwierigkeiten auf:

- 1.) Nystagmen maximaler Amplitude, hervorgerufen durch große und gering entfernte, sich bewegende Raster,
- 2.) normale Augenbewegungen bis zu einer Winkelminute, hervorgerufen durch sehr kleine und weit entfernte Raster.

Ziel der vorliegenden Arbeit soll nun sein, mittels eines neuen, an unserer Klinik entwickelten und erprobten Verfahrens, optokinetische Nystagmen aufzuzeichnen und zu überprüfen, welcher Art die Abhängigkeit der evocierten Nystagmusamplitude von der Größe und Entfernung (=Aperturwinkel) sich kontinuierlich bewegender Reizraster ist.

Methodik

Wir gehen von der Voraussetzung aus, daß beim Menschen mit vollen binocularen Funktionen bei Fixation eines sich bewegendem Rastermusters die nystagmoide Bewegung von beiden Bulbi sowohl der Richtung nach, wie auch der Amplitude und Frequenz nach identisch oder annähernd identisch ist (MACKENSEN).

Wir folgern daraus, daß durch Ableitung des Nachbarauges in vollem Maße die optokinetischen Impulse des gereizten anderen Auges erfaßt werden. Eine Überlagerung der Impulse von gereiztem und nichtgereiztem Auge verhindern wir durch Abdunklung des zur Reception verwendeten Auges. Bei den Messungen wird so vorgegangen, daß eine Haftschele (Corneoskleralschale) mit einem schwingungsfähigen Receptorensystem an ihrem freien Ende auf die Cornea

zentriert und angesaugt wird. Das Zentrum der Corneoskleralschale wird mit schwarzer Klebefolie abgedunkelt. Der Aufbau der Schale ist der Abbildung 1 zu entnehmen und soll hier erläutert werden:

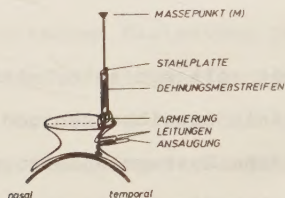


Abb.1. Corneoskleralschale mit Receptorensystem.

Der Receptorenanteil besteht aus einem dünnen homogenen Stahlplättchen, das fest mit einem Dehnungsmeßstreifen verklebt ist. Nach seinem freien Ende ist das Stahlplättchen durch eine Stahlröhre hoher Eigenfrequenz verlängert, an deren Spitze ein Massepunkt (M) liegt. Das andere Ende des Stahlplättchens liegt in Kunststoff eingebettet auf der Oberseite der Corneoskleralschale. Der für die Reception wichtige Mittelteil ist frei und voll schwingungsfähig. Auf Grund seiner Stahlführung gehorcht er voll dem Hooke'schen Gesetz (Dehnungsänderung = mechanische Spannungsänderung. Die Linearität der Dehnungsmeßstreifencharakteristik ergibt deshalb: Dehnungsänderung = Widerstandsänderung im Dehnungsmeßstreifen = Spannungsänderung am Ausgang).

Unsere Vorstellung von der Registrierung des optokinetischen Nystagmus geht nun von folgender Überlegung aus: Bewegt sich der Bulbus in der Horizontalen mit der langsamen Phase des Nystagmus, so wird die zentrierte und angesaugte Schale samt Receptorensystem langsam und kontinuierlich in ihrer Lage verändert, was zu keiner wesentlichen Biegung des Dehnungsmeßstreifens führt, da sowohl Schale wie Dehnungsmeßstreifen wie der fern vom Bulbus liegende Massepunkt (M) annähernd harmonisch und gleichförmig beschleunigt werden.

Kommt es nun am Abbruch der langsamen Phase des Nystagmus zu einer schnellen Änderung der Bulbuslage in der Horizontalen, so bleibt der Massepunkt gegenüber dem Bulbus und der Schale kurzzeitig praktisch am Extrempunkt der langsamen Phase stehen, schwingt dann aber als elastischer Körper in der Richtung der schnellen Phase des Nystagmus nach und beschreibt dabei im weiteren bis zum Ende der folgenden langsamen Phase eine annähernd ideal gedämpfte harmonische Schwingung.

Versuchsaufbau

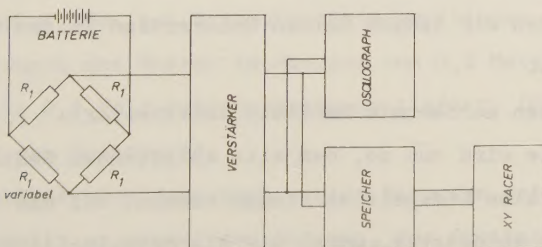


Abb. 2. Blockschaltbild der Versuchsanordnung.

I. Verwendete elektronische Bauteile:

1. Vier Dehnungsmeßstreifen der Firma Philips, Typ PR 9800. Drei davon wurden starr in Kunststoff eingegossen, der vierte liegt als Schwingungsreceptor auf dem Stahlplättchen.
2. 12-Volt Autobatterie mit konstanter Spannung.
(Kurzschlußstrom: 64 Ampère)
3. Linearverstärker der Firma Brüel & Kjoer, Typ 2603.
4. Oscillograph: Tektronix, Typ 502 A.
5. Speicher: Biomac 1010 Data Laboratories LTD, London.
6. Registrierung: XY - Recorder Hewlett & Packard, Typ 7005 B.

II. Ablauf der Versuche

Insgesamt wurden 45 Versuchspersonen mit unterschiedlichem Visus getestet.

Die Versuchsperson wird in einen Sessel gesetzt. Wir achten prinzipiell darauf, daß der Versuchsperson nicht bekannt wird, welche Eigenschaften des untersuchten Auges getestet werden sollen. Im Vergleich mit ebenfalls getesteten Kollegen, denen die Problemstellung bekannt war, fanden wir jedoch keinen Unterschied in den Meßergebnissen.

Beide Augen werden mit Kerakain anästhesiert.

Die Schale wird nun so, daß alle ableitenden Gebilde im temporalen Lidspalt zu liegen kommen, auf die Cornea des Auges aufgesetzt, wobei wir die optokinetischen Eigenschaften des anderen Auges testen wollen.

Die Schale wird daraufhin mit Kochsalzlösung über

eine Schlauchverbindung zu einer Recordspritze leicht angesaugt. In der Folge bekommt der Patient die Recordspritze in beide Hände und erhält kurz vor Beginn der eigentlichen Messung den Auftrag, den Kolben mäßig nach außen zu ziehen (Physiologische Bahnung).

Im Abstand von 0,5 Meter vom nichtverdeckten Patientenauge wird nun ein herkömmliches Rastergerät (GÜNTHER) in die Schenkel der Versuchsperson eingeschwenkt, die für die Versuchsperson indirekte Beleuchtung des Rasters eingeschaltet und das übrige Licht im Raume gelöscht. Nun erhält der Patient einige Minuten Zeit, an das Dämmerlicht zu adaptieren. Währenddessen laufen die weiteren Vorbereitungen für den Versuch ab.

Ein kurzer Probetest des Rasters zeigt uns, ob die Lage der Receptorschale einwandfrei ist und ob die elektrischen Verbindungen fehlerfrei arbeiten. (Es sei bereits hier gesagt, daß die Ursache des relativ hohen Brummniveaus bei unseren Messungen in dem nicht abgeschirmten Elektromotor des GÜNTHER'schen Gerätes liegt. Dann wird der Patient aufgefordert, das Raster zu fixieren.

Dabei ermitteln wir den Verstärkungsfaktor am Linearverstärker, der bei Maximalreceptoramplituden, evociert durch das Raster im Abstand von 0,5 Metern, nicht mehr als 0,5 Volt Ausgangsspannung liefert. (Overflow-Grenze des Speichers).

Der Patient kann dann noch einige Sekunden entspannen. Dann erhält er erneut den Auftrag, den Spritzenkolben leicht abzurufen und das Rasterfeld zu fixieren.

Auf ein Signal hin setzt sich nun das Raster in Bewegung und fährt mit konstanter Geschwindigkeit kontinuierlich in 20 Sekunden von 0,5 auf 5,0 Meter Entfernung. Während dieser Zeit können wir am Oscillographen überprüfen, ob die Versuchsperson bewußt stört, wie z.B. nicht fixiert. Ist dies der Fall, so werden keine regelmäßigen Resonanzschwingungen mehr (kurzzeitig) ausgelöst.

Nach Erreichen des Abstandes 5,0 Meter in einer Zeit von 20 Sekunden gibt der Speicher automatisch das aufgezeichnete Ergebnis der fortlaufenden Resonanzgipfel aus. (Oscillograph-Bildschirm).

Entspricht die Kurve in ihrem Gesamtbild, d.h. treten keine extremen Spitzen oder völlige Ausfälle der Schwingungen im regulären Ablauf der Resonanzamplituden auf, so ist die Messung beendet. Andernfalls ist der Meßvorgang zu wiederholen und die Versuchsperson auf ihre Störungsimpulse bei der vorhergehenden Messung hinzuweisen. Die gespeicherten Ergebnisse werden mit der langsamsten Geschwindigkeit auf DIN A3 - Millimeterpapier ausgeschrieben (XY-Schreiber).

Auswertung der Ergebnisse

Die jeweils auftretenden Resonanzgipfel werden an ihrem Maximalpunkt in ihrer gesamten Amplitude ausgemessen und in Abhängigkeit vom Papierschub, d.h. entsprechend ihrer Lage vom Anfangspunkt der Registrierung in ein Diagramm eingetragen. Hierdurch sollen Fehlerquellen durch Brumm-

aufschaltung oder irreguläre Augenbewegungen ausgeschaltet werden. In der weiteren Folge der Auswertung werden jeweils mehrere Versuchspersonen, von identischem klinischem Visus zu einer Gruppe zusammengefaßt.

Da die Resonanzgipfel der einzelnen Versuchspersonen sehr unterschiedlich in der Zeitachse verteilt sind, wird bei jeder Versuchsperson auf 10 mm Papiervorschub interpoliert. Die Einzelmeßwerte jeder Versuchsperson des jeweils ganzzahligen Vielfachen von 10 mm Papiervorschub werden bei allen Versuchspersonen der entsprechenden Visusgruppe gemittelt und in ihrem signifikanten Abweichen vom Mittelwert bestimmt. Auch diese Grenzen werden in das Diagramm eingetragen.

Wir geben die Fehlerbreite als $\sigma = \sqrt{\frac{\sum \Delta x^2}{n-1}}$ an. Diese Außengrenzen werden als $3\bar{\sigma} = 3 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ angegeben.

Versuchsergebnisse

Als erstes interessierte uns, welcher mathematische Zusammenhang zwischen dem Aperturwinkel und der Entfernung eines Rasterquadrates der Kantenlänge 2 mm besteht.

Die Abbildung 3 zeigt die graphische Darstellung dieser Abhängigkeit.

Mathematisch fanden wir, daß die Kurve die Gleichung einer gleichseitigen Hyperbel ($xy = \frac{a^2}{2}$) erfüllt.

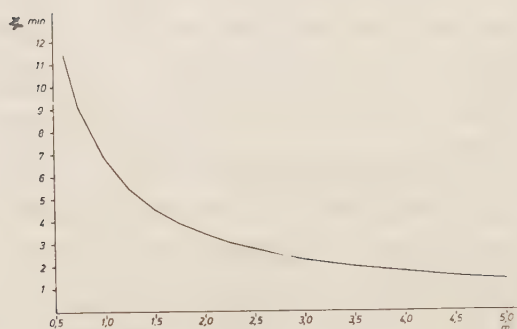


Abb. 3. Abhängigkeit des doppelten Winkels zwischen der Hypotenuse und der Ankathete eines rechtwinkligen Dreiecks, dessen Gegenkathete die halbe Objektgröße (Rasterkantenhöhe) und dessen Ankathete die Entfernung des in seiner absoluten Größe konstanten Raster (2 mm) angibt.

Ordinate: Winkelmaß der Apertur.

Abscisse: Abstand des Objektes (Raster 2 mm).

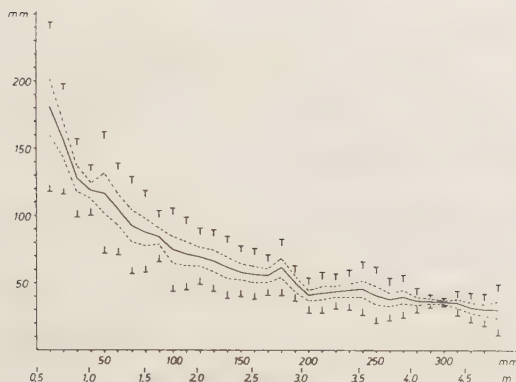


Abb.4. Abhängigkeit der Maximalamplituden unseres Receptors bei kontinuierlich abnehmendem Rasterabstand von diesem Raster (2 mm). (Visus 1,2)

$$\sigma = \frac{T}{3\sigma} \cdot \frac{1}{x}$$

Ordinate: Receptoramplitude in mm.

Abscisse: 1. Papiervorschub in mm.

2. Eichmarken für die Rasterentfernung in m.

I. Alle Originalkurven (Abb. 5, 7, 8 und 10) zeigen bereits bei oberflächlicher Betrachtung eine eindeutige Abhängigkeit der Receptoramplitude von der Entfernung des Rasters. Bereits aus den Originalkurven läßt sich grob erkennen, daß der Abfall der Amplituden nicht nach linearen Gesichtspunkten vor sich gehen kann.

II. Ein Vergleich der mathematischen Abhängigkeit des Aperturwinkels von der Entfernung des Rasters mit der Resonanzkurve der Versuchspersonen mit dem klinischen Visus 1,2 (ebenfalls in Abhängigkeit von der Rasterentfernung) zeigt einen eindeutig parallelen Verlauf

beider Kurven.

Das bedeutet, daß die Resonanzamplitude unseres Receptors konstant mit der Apertur in Abhängigkeit von der Entfernung des Rasters ist.

Das bedeutet aber auch, daß der Nystagmus mit seiner Beschleunigungsamplitude streng abhängig ist von der Größe des Rasters (und damit von der absoluten Zahl der pro Zeiteinheit gereizten Netzhautelemente). Man erinnere sich hier an die statistische Verteilung der Netzhautreceptoren in Abhängigkeit vom Ort auf der Netzhaut und vergleiche sie mit der Kurve der Aperturen in Abhängigkeit von der Objektentfernung.

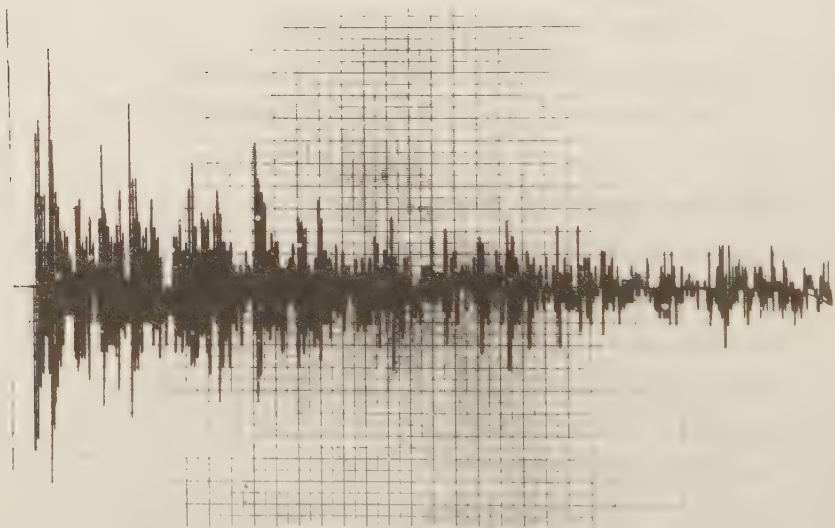


Abb. 5. Originalmeßkurve von Vp. J mit einem klinischen Visus von mindestens 1,2.
Ordinate: Receptoramplituden.
Abscisse: Papiervorschub, bzw. nach Umeichen:
Rasterentfernung (0,5 bis 5,0 Meter).

III. Die Kurve der Abhängigkeit der Receptorenamplitude von der Entfernung des Rasters bei der Gruppe der Versuchspersonen mit dem klinischen Visus von 0,6 (Abbildung 6) zeigt einen steileren Abfall der Amplituden pro Entfernungseinheit als die Kurve der Visus: 1,2-Gruppe, sie schwenkt nach einem offensichtlichen Knick bei ca. 180 mm Papiervorschub = ca. 2,7 Meter Rasterentfernung vom Auge auf annähernd Brumm-niveau ein.

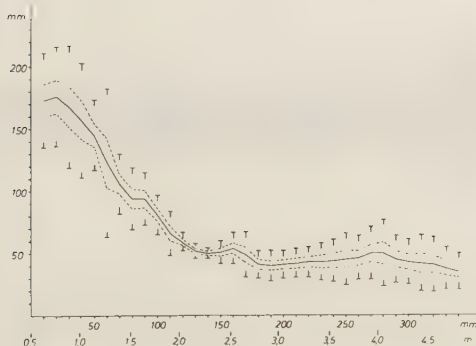


Abb.6. Abhängigkeit der Maximalamplituden unseres Receptors bei kontinuierlich abnehmendem Rasterabstand von diesem Raster bei der Gruppe der Versuchspersonen mit dem klinischen Visus 0,6.

$$G = \text{-----} \quad 3\overline{G} = I$$

Ordinate: Receptoramplitude in mm.

Abscisse: 1. Papiervorschub in mm.

2. Eichmarken für Rasterentfernung
in m.

Wie wir also sehen können, fällt bei schlechterem klinischen Visus als 1,2 die Receptoramplitude anfänglich steiler ab und verläuft dann nach mehr oder minder scharfem Knick annähernd parallel der Abscisse.

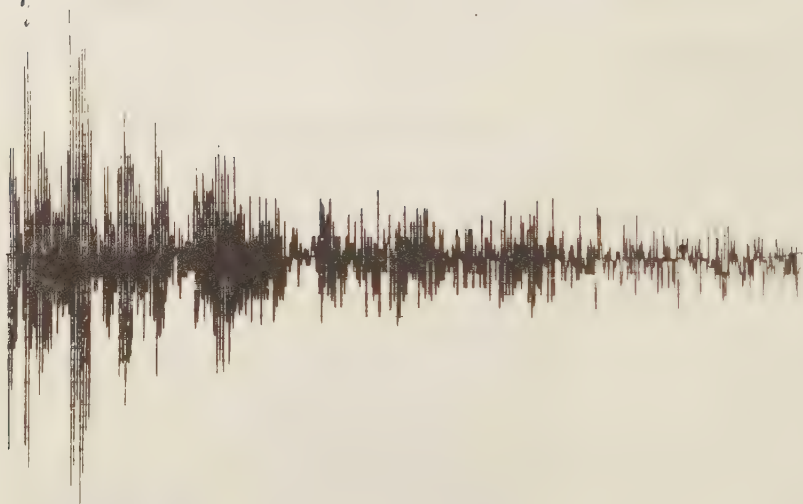


Abb.7. Originalkurve von Vp. W mit einem klinischen Visus von 0,6.

Ordinate: Receptoramplitude.

Abcisse: Papiervorschub, bzw. Rasterentfernung

(0,5 - 5,0 m).

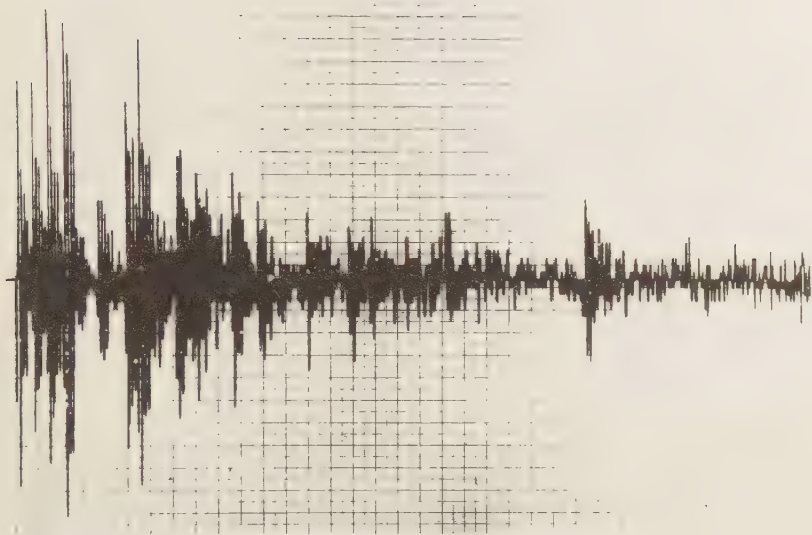


Abb.8. Originalkurve von Vp. E mit dem klinischen Visus von 0,6.

Koordinaten wie Abb. 7.

Noch extremer tritt dieses Verhalten bei noch schlechteren klinisch entwickelten Visus auf. Man findet hier einen schon fast linearen steilen Abfall der Receptoramplitude bis auf Brummniveau und in der Folge einen streng parallelen Verlauf mit der Brummschwelle. Am deutlichsten tritt das bei Rastergröße 2 mm in unseren Versuchen auf. Bei der Wahl eines größeren Rasters verschiebt sich definitionsgemäß der Knick nach rechts und der Amplitudenabfall

pro Entfernungseinheit wird geringer, was einem flacheren Verlauf der Kurve entspricht.

Man betrachte hierzu die Abbildung 9, die bei Rastergröße 10 mm, Amplitudenabhängigkeitskurven dreier Versuchspersonen mit dem klinischen Visus von 0,3p (Vp.M), 0,1 (Vp.P) und 0,05 (Vp. A) zeigt.

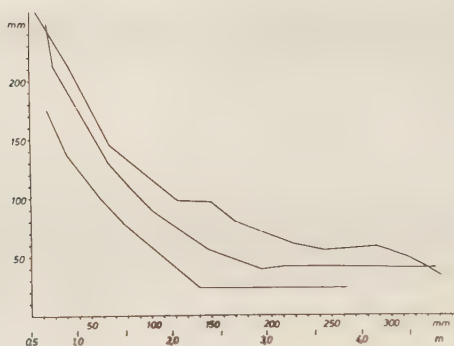


Abb.9. Abhängigkeit der Maximalamplituden unseres Receptors bei kontinuierlich abnehmendem Rasterabstand von diesem Raster (10 mm Kantenlänge).

Klinischer Visus der Versuchspersonen:

Vp. M: 0,3p; Vp.:P 0,1; Vp. A : 0,05.

Ordinate: Receptoramplitude in mm.

Abscisse: 1. Papiervorschub in mm.

2. Eichmarken für Rasterentfernung in m.

Beim Visus von 0,3p wird bei Rastergröße 10 mm offensichtlich das Brumniveau innerhalb der 5 m Rasterabstand noch nicht zuverlässig erreicht.

Visuskurve 0,1 zeigt das Abbrechen der Receptoramplitude bei ca. 190 mm Papiervorschub, was einer Rasterentfernung von ca. 3,0 m entspricht.

Bei dem klinischen Visus von 0,05 bricht die Amplitude bei ca. 140 mm Papiervorschub ab und das entspricht ca. 2,2 m Rasterabstand.



Abb.10. Originalkurve von Vp. M mit einem klinischen Visus von 0,3p. Rastergröße 10 mm.

Ordinate: Receptoramplitude.

Abscisse: Papiervorschub, bzw. Rasterentfernung.

Entfernungsänderung von 0,5 bis 5,0 m in 20 Sekunden kontinuierlich.

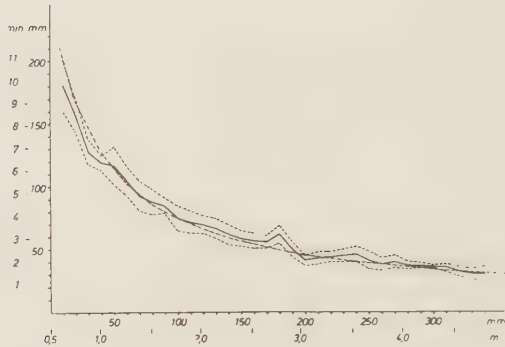


Abb. 11. Abhängigkeit der Maximalamplituden unseres Receptors bei kontinuierlich zunehmendem Rasterabstand im Vergleich mit der mathematischen Abhängigkeit der Winkelapertur in Abhängigkeit von der Entfernung eines Rasters der Kantenlänge 2 mm (Visus 1,2).

Wie aus der Abbildung 11 zu ersehen ist, liegt die mathematische Aperturwinkelkurve im Verlaufsgebiet der Mittelwertskurve der Amplitudenabhängigkeit von der Rastergröße bei 5 Versuchspersonen mit dem klinischen Visus 1,2. Der Bereich der einfachen mittleren Abweichung vom Mittelwert wird kaum verlassen. Wir konnten errechnen, daß die Versuchskurve mit ihrer einfachen mittleren Abweichung nur an einem Punkt außerhalb der Gleichung der gleichsei-

tigen Hyperbel liegt und zwar bei 180 mm Papiervorschub. Selbst dieser Wert liegt jedoch weit innerhalb der normalen 3σ -Abweichung.

Ein etwas anderes Bild ergibt sich beim Vergleich der mathematischen Abhängigkeit des Aperturwinkels von der Rasterentfernung und der Versuchskurve der Gruppe mit dem klinischen Visus 0,6.

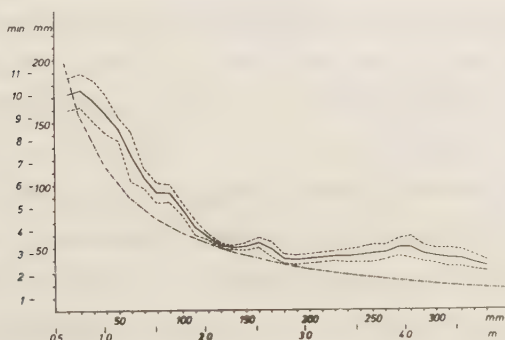


Abb.12. Abhängigkeit der Maximalamplituden unseres Receptors bei kontinuierlich zunehmendem Rasterabstand im Vergleich mit der mathematischen Abhängigkeit der Winkelapertur in Abhängigkeit von der Entfernung eines Rasters der Kantenlänge 2 mm, bei einem klinischen Visus von 0,6. Signifikanzbreite als σ angegeben.

Hier wird die mathematische Abhängigkeit nur in einem Bereich von 130 und 180 mm Papiervorschub mit der σ -Grenze erreicht.

Nach dem wahrscheinlichen Verlauf der Meßkurve zu urteilen, gilt uns als Kriterium für das Verlassen der Steigung und das Einschwenken auf Brumniveau die Richtungsänderung auf zur Abscisse parallele Verlaufsrichtung. Das tritt mit Sicherheit bei 180 mm Papiervorschub ein, was einer Rasterentfernung von ca. 2,8 m entspricht.

Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, daß eine quantitative Analyse der schnellen Phase des Nystagmus mit der an unserer Klinik entwickelten Methodik möglich ist.

Nach der Definition des Nystagmus ist für die Auslösung der Nystagmusbewegung allein die vom Objekt auf die Netzhaut projizierte Bildverschiebung verantwortlich. Das bedeutet im vorliegenden Fall, daß die Auslenkung der Seachse dann proportional der Größenveränderung des angebotenen Reizmusters ist und dabei streng parallel mit der Winkelapertur in Abhängigkeit von der Objektentfernung verläuft. Dieser Zusammenhang kann sich jedoch nur auf die volle Sehschärfe beziehen.

Bei jeder Abweichung von dieser vollen Sehschärfe muß es zu charakteristischen Veränderungen der Amplitudenabhängigkeit zur Objektentfernung kommen, die sich uns wie folgt darstellt:

1. Bei zunehmend schlechteren klinischen Visuswerten fallen die Maximalamplituden schneller ab, d.h. der

Neigungswinkel der Kurve der Abhängigkeit von Receptoramplitude und Rasterentfernung zur Abscisse wird flacher.

2. Werden die vorgegebenen Reizmuster nicht mehr erkannt (Raster), bleiben nur noch die Amplituden der saccadierten Augenbewegungen mit relativ niedriger Frequenz und Amplitude zurück, oder die Kurve endet voll im Brumniveau, oder es treten Suchbewegungen auf, die einen erneuten, unregelmäßigen Kurvenanstieg bedingen.
3. Auf jeden Fall erscheint uns nach den vorliegenden Ergebnissen die Knickbildung von steilem Amplitudenabfall zur Abscissenparallelität (= Brumniveau) oder erneuter unregelmäßiger Anstieg der Amplituden nach dem Knick das Kriterium für das Erreichen des Endpunktes der Auflösungsfähigkeit des getesteten Auges zu sein.

Folgende Möglichkeiten für die Auswertung der Receptoramplitudenabhängigkeit von der Entfernung eines definierten Rasters dürften besonders geeignet sein:

Man bestimmt für jede Rastergröße (2, 5, 10 mm Kantenlänge) die mathematische Kurve der Abhängigkeit des Aperturwinkels zur Rasterentfernung und vergleicht die gefundenen Versuchskurven mit diesen mathematischen Kurven. Bei Definitionsvisus des jeweiligen Rasters und Übereinstimmung mit der Amplitudenabfallkurve der Versuchspersonen wird es zu völliger Parallelität von Meßkurve und mathematischer Kurve im gesamten Meßbereich kommen.

Bei schlechterem Visus, als dem jeweiligen Definitionsvisus der entsprechenden mathematischen Kurven wird der Kurvenabfall steiler sein, die Kurve einen, vom Grad des schlechteren Visus abhängigen scharfen Knick aufweisen (und zwar um so schärfer, je schlechter der Visus ist) und in annähernder Abscissenparallelität weiter verlaufen. Im Bereich des Knicks liegt der Visus der getesteten Versuchsperson.

Da die Meßkurven mit einem Linearverstärker gewonnen wurden, ist es uns jederzeit erlaubt, in Richtung der Ordinate, also parallel der Abscisse Meßkurve und mathematische Kurve solange gegeneinander zu verschieben, bis der Knick der Meßkurve auf einen Punkt der mathematischen Kurve trifft. An dieser Stelle ist der Visus erreicht und nach entsprechender Eichung als Winkelmaß auf der Abscisse der jeweiligen mathematischen Kurve abzulesen.

Bei besserem Visus als dem Definitionsvisus der verwendeten Rastervorlage, wird die Versuchsmeißkurve die mathematische Kurve unterlaufen. Es ist dann mit dem nächst kleineren Reizrastermuster zu untersuchen.

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit konnte durch Messung der Beschleunigung des Bulbus in der schnellen Phase des Nystagmus bei sich kontinuierlich änderndem Reizmuster bewiesen werden, daß bei vollem Visus (1,2) ein enger Zusammenhang zwischen der mathematischen Abhängigkeit von Aperturwinkel und Resonanzamplitude besteht (Signifikant identisch).

Dieses Verhalten ändert sich bei schlechteren Visuswerten im Sinne eines zunehmenden Amplitudenabfalls auf einen konstanten Wert, der dann zur Abscisse parallel verläuft.

Durch einen Vergleich von mathematischer Kurve entsprechender Rastergrößen und der zugehörigen Meßkurven, beide in Abhängigkeit von der Reizmusterentfernung, ist eine Bestimmung des Winkels möglich, bei dem eben noch ein Nystagmus auszulösen ist. Durch eine entsprechende Umeichung dieses Reiz-Apertur-Winkels ist eine Identifizierung der Visusgrade möglich.

Die quantitative Analyse des Horizontalnystagmus mit unserer Methode ist durch feinmechanische Überarbeitung unseres Receptionskörpers sicherlich noch weiter zu verbessern, es wäre dann als serienmäßiges Verfahren einsatzbereit. Die Registrierung läßt sich dabei über den einfachsten EKG-Schreiber durchführen, sofern seine Verstärkungscharakteristik linear ist.

Für problematische Fälle empfehlen wir eine Mittelung der Amplituden mehrerer Durchläufe.

Literaturverzeichnis

- FREY, R.G. Die binoculare Summation des optokinetischen Reizes.
v. Graefes Archiv Ophthal.,
167, 381-397 (1964)
- GRÜTTNER, R. Experimentelle Untersuchungen über den optokinetischen Nystagmus.
Z. Sinnesphysiologie, 68, 1,
(1939/40)
- GOLDMANN, H. Objektive Sehschärfenbestimmung
Ophthalmologica 4 (1963)
- GÜNTHER, G. Objektive Sehschärfenbestimmung
Carl Marhold Verlagsbuchhandlung
Halle (Saale)
- KESTENBAUM, A. Frequenz und Amplitude des Nystagmus.
v. Graefes Archiv 114, 55 (1924)
- KESTENBAUM, A. Der Mechanismus des Nystagmus
v. Graefes Archiv 105, 799 (1921)
- KÖRNER, F. u. DICHGANS, J. Bewegungswahrnehmung, optokinetischer Nystagmus und retinale Bildwahrnehmung.
v. Graefes Archiv klin. exp. Ophthal.
174, 34-38 (1967)
- LEHNER, W. u. LANGE, U. Elektronystagmographische Untersuchungen zur Seitengleichheit des optokinetischen Nystagmus.
v. Graefes Archiv klin. exp. Ophthal.
170, 137-146 (1966)
- MACKENSEN, G. u. SCHUMACHER, J. Die Geschwindigkeit der raschen Phase des optokinetischen Nystagmus.
v. Graefes Archiv Ophthal., 162,
400-415 (1960)
- MACKENSEN, G. Untersuchung zur Physiologie des optokinetischen Nystagmus.
Über Möglichkeiten einer willkürlichen Beeinflussung des Nystagmus.
Klin.Mbl. Augenhk., 123, 133-143
(1953)
- MACKENSEN, G. Untersuchungen zur Physiologie des optokinetischen Nystagmus.
Änderung der Zuckungsformen in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit des Reizmusters.
v. Graefes Archiv Ophthal., Bd.156,
535-546 (1955)

MACKENSEN, G.

Die Geschwindigkeit horizontaler
Blickbewegungen. Untersuchungen mit
Hilfe der Elektrooculographie.
v. Graefes Archiv Ophthal.
Bd. 160, 47-64 (1958)

OHM, P.H.

Der optokinetische Nystagmus unter
normalen Bedingungen.
Diss. Kiel 1936.

Herrn Dr. Dr. med. R. Weinzierl sei an dieser Stelle für die freundliche Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit gedankt.

Lebenslauf

Am 17. 12. 1939 wurde ich als Sohn des Arztes Dr. med. Ernst Schreibelmayer und seiner Ehefrau Liselotte in Nürnberg geboren.

Meine Jugend verbrachte ich in Bad Windsheim; dort besuchte ich die Volksschule und bestand 1961 an der dortigen Oberrealschule die Reifeprüfung.

Im Winter-Semester 1961/62 immatrikulierte ich mich an der Universität Erlangen-Nürnberg zum Medizin-Studium. An dieser Universität legte ich 1968 das Medizinische Staatsexamen ab.

Meine Medizinal-Assistentenzeit absolvierte ich zu 1/2 Jahr in der väterlichen Praxis und 1 1/2 Jahre an dem Kreiskrankenhaus in Uffenheim.

Die Approbation als Arzt erhielt ich im Dezember 1969.

Seit dem 1. August 1970 bin ich als wissenschaftlicher Assistent an der Augenklinik der Freien Universität Berlin - Klinikum Westend - tätig und beabsichtige, dort meine Facharztausbildung zu beenden.

